

**Н.А. Бахмутский (6 курс, каф. ПФОТТ),
Н.Т. Сударь, к.ф.-м.н., доц.**

ДОПЛЕРОВСКИЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ДЕКОМПРЕССИОННОЙ БОЛЕЗНИ

Образование в кровотоке при декомпрессии газовых пузырьков является причиной возникновения декомпресссионной болезни у людей, подвергающихся по роду деятельности перепадам давления окружающей среды. Установлено, что для образования пузырьков достаточно пресыщения тканей азотом на 20-40 кПа [1].

Обнаружение и измерение количества и размеров газовых пузырьков в крови и тканях организма составляет основу качественно нового подхода к разработке методов объективной диагностики и предотвращения декомпресссионной болезни. В последние десятилетия получили широкое распространение ультразвуковые приборы, которые предоставили новые возможности для диагностики заболеваний.

Диагностическая информация получается при регистрации и обработке рассеянного объектом исследования ультразвука. Закономерности рассеяния ультразвука от газовых пузырьков зависят от соотношения между размерами пузырька и длиной ультразвуковой волны λ . Одной из отличительных особенностей рассеяния ультразвука на газовых пузырьках является возможность резонансного возбуждения их собственных колебаний. Ультразвуковая волна, распространяющаяся в жидкости содержащей газы, возбуждает в них вынужденные колебания. Рассеяние проявляется в наибольшей степени, если частота ультразвуковой волны равна резонансной частоте пузырька.

Созданные к настоящему времени ультразвуковые эхографические приборы в ряде случаев позволяют обнаружить в организме как неподвижные, так и движущиеся газовые пузырьки. Однако изображения газовых пузырьков на эхограммах весьма нечетки, поскольку затушены изображениями окружающих их тканей.

Применение эффекта Доплера позволяет селектировать сигналы от движущихся пузырьков, обеспечивая, тем самым, более высокую помехоустойчивость доплеровского метода по сравнению с другими методами.

Реально регистрируемый сигнал является суперпозицией доплеровских сигналов от кровотока и движущегося воздушного пузырька. Доплеровский сигнал от кровотока можно рассматривать как шум, который является случайным нестационарным сигналом [2]. Сигнал от газового пузырька также случайный и нестационарный, но соответствующий транзитному процессу. Длительность транзитного процесса определяется временем пролета пузырька через зону облучения. Типичным значением времени пролета считают 10 мс [2]. Столь малое время пролета через зону облучения трансдьюсера представляет наибольшую сложность для автоматизации регистрации и измерения размеров газового пузырька.

Сигналы транзитного типа возникают и от артефактов – случайных и неконтролируемых смещений датчиков, избежать которых на практике практически невозможно. Таким образом, вопрос об идентификации сигналов от газовых пузырьков и артефактов имеет принципиальное значение. Одним из наиболее эффективных методов, используемых для подобной идентификации сигналов, следует считать двухглубинный метод. Суть его состоит в том, что посредством специального датчика озвучиваются два контрольных объема одной и той же артерии, расположенные на различной глубине. Появление пузырька отмечается последовательно в одном и другом контрольных объемах, поскольку регистрируемые доплеровские сигналы транзитного типа, оказываются разнесёнными во времени. В случае артефакта подобные сигналы появляются одновременно в обоих контрольных объемах. В ряде случаев возникает необходимость идентификации сигналов от газовых пузырьков в крови и сигналов от материальных микроэмболов - образований, возникающих в крови в результате агрегаций тромбоцитов,

фрагментов тромбов и других материальных микрочастиц, доплеровские сигналы от которых также имеют транзиторную форму. Эта задача может быть в достаточной степени успешно решена при одновременной облучения артерии двумя ультразвуковыми частотами, например, 2 и 2,5 МГц, поскольку амплитуда эхо-сигналов от газовых пузырьков зависит от частоты, а от материальных микроэмболов они одинаковы.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Echenhoff R.G., Osborne S.F. Human dose – response relationship for decompression and endogenous bubble formation.// J. Appl. Physiol.,1990, Vol. 69, №3 – p. 914-918.
2. Kisman K. Spectral analysis of Doppler ultrasonic decompression data.// // Ultrasonics. 1977. May. P.105 -110.